

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 11-000320

(43)Date of publication of application : 06.01.1999

(51)Int.Cl.

A61B 5/055
G01R 33/32

(21)Application number : 09-156770

(71)Applicant : HITACHI MEDICAL CORP

(22)Date of filing : 13.06.1997

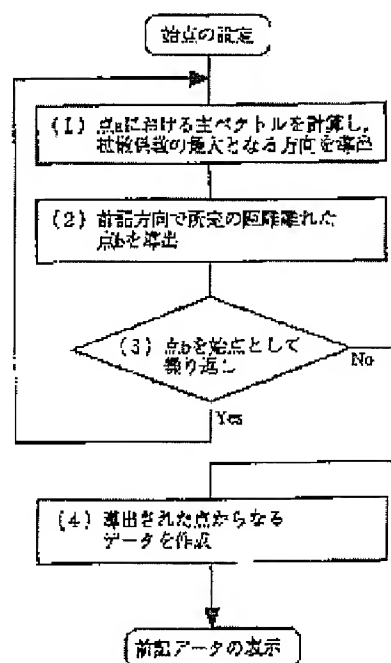
(72)Inventor : BITO YOSHITAKA
HIRATA TOMOTSUGU
OKAJIMA KENICHI

(54) MAGNETIC RESONANCE DEVICE INDICATING DIFFUSION COEFFICIENT OF DIFFUSION TENSOR

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a display device that is appropriate for displaying the travel of a nerve fiber.

SOLUTION: A display device is equipped with a processing means, which originates data consisting of a series of points obtained by (1) deducing the highest direction of a diffusion coefficient with a predetermined point as the starting point, using a diffusion tensor at each point on the screen, (2) deducing the next point located at a position that is a predetermined distance apart in that direction, and (3) repeating the steps (1), (2) with the deduced next point as the starting point, and a display means which (4) displays data obtained by the processing means. Data consisting of a series of points along a nerve fiber can be originated by the step (1) through (4), and the travel of the nerve fiber can be grasped easily by displaying the data.



(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平11-320

(43)公開日 平成11年(1999) 1月6日

(51)Int.Cl.⁶

識別記号

F I

A 6 1 B 5/055

A 6 1 B 5/05

3 8 0

G 0 1 R 33/32

G 0 1 N 24/02

5 2 0 Y

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 7 頁)

(21)出願番号 特願平9-156770

(22)出願日 平成9年(1997) 6月13日

(71)出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田 1丁目1番14号

(72)発明者 尾藤 良孝

東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地

株式会社日立製作所中央研究所内

(72)発明者 平田 智嗣

東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地

株式会社日立製作所中央研究所内

(72)発明者 岡島 健一

東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地

株式会社日立製作所中央研究所内

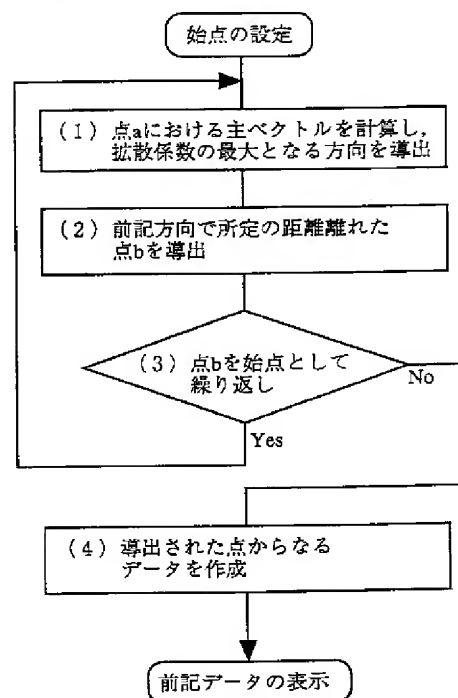
(74)代理人 弁理士 瀧沼 辰之

(54)【発明の名称】 拡散テンソルの拡散係数を表示する磁気共鳴装置

(57)【要約】

【課題】 神経線維の走行を表示するのに好適な表示装置を提供する。

【解決手段】 表示装置に、画像上の各点における拡散テンソルを用いて、(1)所定の点を始点として拡散係数の最も高い方向を導出し、(2)該方向で所定の距離離れた位置にある次の点を導出し、(3)導出された次の点を始点としてステップ(1)、(2)を繰り返す、(4)得られた一連の点からなるデータを作成する処理手段と、該処理手段により得られたデータを表示する表示手段を備える。(1)から(4)のステップにより神経線維に沿った一連の点からなるデータが作成でき、これを表示することで神経線維の走行が容易に把握可能となる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 磁気共鳴によって生体中の分子の拡散テンソルを計測して得られる前記生体中の各点での拡散テンソルデータを処理して前記生体中の繊維状の生体組織の走行状態を求める処理手段と、該処理手段により得られた前記走行状態を表示する表示手段とを備え、前記処理手段は、任意の点を始点としてその始点における拡散係数が最も高い方向を計算し、その方向で前記始点から所定の距離だけ離れた次の点を導出し、この次の点においても拡散係数が最も高い方向を計算し、所定の距離だけ離れた次の点を導出して順次繰返し、この繰返しによって一連の点からなるデータを作成し、前記表示手段は、前記処理手段により得られた一連の点からなるデータを連結して表示することを特徴とする磁気共鳴装置。

【請求項2】 前記始点は任意の1つの点または任意の領域の中の複数の点であることを特徴とする請求項1記載の磁気共鳴装置。

【請求項3】 前記所定の距離を、前記処理手段において計算された拡散係数の大きさに応じて設定することを特徴とする請求項1記載の磁気共鳴装置。

【請求項4】 導出された点における信号強度の大きさが所定の値よりも小さい場合、または前記点における拡散係数の方向による拡散異方性の度合いが所定の値よりも小さい場合の少なくとも一方の条件が満たされた場合、次の点を導出する繰返し処理を終了することを特徴とする請求項1記載の磁気共鳴装置。

【請求項5】 一連の点からなるデータを折れ線もしくは曲線で連結し、磁気共鳴装置により計測された画像上に重ねて表示することを特徴とする請求項1記載の磁気共鳴装置。

【請求項6】 前記処理手段において得られた一連の点からなるデータを折れ線または曲線で連結し、連結した線分上に縞模様が描画されるように設定し、前記縞模様が連結した方向に時間的に移動するように動画表示することを特徴とする請求項1記載の磁気共鳴装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、磁気共鳴装置に関し、特に、神経線維や繊維状の組織などの繊維状の生体組織の走行状態を求める方法及び求めた繊維状の生体組織の走行状態を表示するのに好適な表示装置を有する磁気共鳴装置に関する。

【0002】

【従来の技術】磁気共鳴装置による拡散計測とは、測定対象に含まれる分子の拡散係数を測定する方法である。測定された拡散係数には、生体中での細胞膜や細胞内構造物などの制限や細胞内流動などの流れや運動など様々な要因が加味されている。このため、純粋な拡散係数を得ることはできないが、逆に生体の状態を反映した情報

を持つために臨床応用が検討されている。

【0003】特に、神経線維走行の計測は、拡散計測の応用技術の一つである。神経線維およびそれを取りまくミエリン鞘内の水分子の拡散は、線維の走行方向と平行な方向ではほとんど制限されないが、線維の走行方向と直交する方向では細胞膜の影響で強く制限される。このため、拡散係数を測定すると神経線維の走行と平行な方向では高く、直交する方向では低くなる。これは拡散異方性と呼ばれ、磁気共鳴装置によって3行3列の対称行列からなる拡散テンソルが計測される。この拡散テンソルの主値（最大固有値）と主ベクトル（最大固有値に対応する固有ベクトル）を計算することで神経線維の走行方向を求めることが可能となる。これについては、ジャーナル・オブ・マグネチック・レゾナンス誌（Journal of Magnetic Resonance誌）、B 103号、247-254頁、1994年発行に報告されている。

【0004】得られた神経線維の走行を表示する方法としては楕円球を用いる方法（バイオフィジカル・ジャーナル誌（Biophysical Journal誌）、66号、259-267頁、1994年発行）、マクシマム・インテンシティ・プロット（Maximum Intensity Plot: MIP）を用いる方法（特開平7-371）、矢印や三角形を用いる方法（マグネチック・レゾナンス・イン・メジシン誌（Magnetic Resonance in Medicine誌）、34号、786-791頁、1995年発行）が提案されている。

【0005】楕円球を用いる方法は各ボクセルで得られた拡散テンソルを楕円球で表すものである。楕円球の長軸が神経線維の走行方向を、楕円球の扁平度が拡散異方性の度合いを示していることから、各ボクセル内における神経線維の走行方向を確認するには適している。しかし、2次元の画像をこの表示方法で表した場合、ボクセル間の関係が明瞭ではなく、全体として神経線維がどのように走行しているか把握することは困難になる。さらに3次元の場合には表示自体も困難である。

【0006】MIPを用いる方法は、ある方向に拡散強調を施した複数のスライスからなる画像を取得し、その輝度の高い部分、すなわち神経線維の部分だけを表示する方法である。この方法では神経線維の脱髄疾患などの異常を発見しやすいが、各ボクセルでの神経線維の走行方向などを観察することはできないという欠点を持つ。

【0007】矢印などを用いる方法は、拡散テンソルの主成分を矢印などで表し、形態画像上に重ねて表示する方法である。この表示方法では、2次元画像では神経線維の走行を把握しやすいが、3次元の場合に困難になる点、および空間分解能を落とすか形態画像を拡大して表示させなければならない点が問題である。

【0008】以上説明したように、以上の3つの方法では神経線維の走行を容易に把握することは困難である。特に白質の神経線維が灰白質のどの領域を連結しているか、その神経線維の走行に異常はないかなどを同時に把

握することは、各ボクセルでの走行方向の情報とボクセル間での連結情報が不可欠なことから困難であった。

【0009】また、神経線維だけでなく心筋などの筋線維の走行についても上記方法を応用した計測方法が提案されている。これについては、例えばマグネチック・レゾナンス・イン・メジسن誌、34号、786-791頁、1995年発行に報告されている。これについても同様の問題がある。

【0010】

【発明が解決しようとする課題】上記従来技術では、神経線維の走行を容易に把握できるように表示することは困難である。特に、ボクセル間で神経線維がどのように連結しているか把握することが難しいために、神経線維全体の走行を把握することは困難である。例えば、灰白質のどの領域が神経線維によって結ばれているか把握することや、その走行に異常が存在しないかを把握することは困難であった。本発明の課題は、神経線維の走行を把握するのに好適な表示装置を提供することにある。

【0011】

【課題を解決するための手段】本発明では、画像上の各点における拡散テンソルを用いて、最も拡散係数の高い方向にある点を導出し、導出された一連の点からなるデータを作成する処理手段と、作成された一連の点からなるデータの表示手段を備える表示装置を提供する。具体的な処理手段は、任意の始点において拡散係数が最も高い方向を計算し、その方向で前記始点から所定の距離だけ離れた次の点を導出し、この次の点においても拡散係数が最も高い方向を計算し、所定の距離だけ離れた次の点を導出して順次繰返し、この繰返しによって一連の点からなるデータを作成することからなる。拡散係数の最も高い方向が神経線維などの繊維状の生体組織の走行方向と一致するため、この処理によって生体組織の走行に沿った点が一連のデータとして作成され、この一連のデータを表示することで生体組織の走行が容易に把握可能となる。

【0012】また、本発明は、始点となる一点もしくはある領域の中の複数の始点からそれぞれ一連のデータを作成してもよい。これにより、注目したい点もしくは領域のみの繊維状の生体組織を選択することが可能となる。

【0013】また、次の点までの距離を設定する際に、計算された拡散係数の大きさに応じて該距離を変化させても良い。ボクセル内で繊維状の生体組織の曲率が小さい箇所ではこの組織が同一方向に整った形状を成すために、この方向での拡散係数が高くなる。このため、拡散係数の高い箇所では該距離を大きくすることで、誤差はあまり大きくならないが、繰返し計算の回数低減、すなわち、処理時間の短縮が可能となる。

【0014】また、導出された点における信号強度の大きさが所定の値よりも小さい場合、または拡散係数の拡

散異方性が小さい場合の少なくとも一方の条件が満たされた場合には繰返しする処理を終了しても良い。これにより対象物体の存在しない点や信号強度が低く十分な精度が得られない点、もしくは繊維状の生体組織の走行が整っておらず拡散異方性が小さくなった点を一連のデータから除外することが可能となる。

【0015】また、一連の点からなるデータを表示する手段において、該データを折れ線もしくは曲線で連結し、磁気共鳴装置により得られた画像上に重ねて表示しても良い。これにより、形態画像と繊維状の生体組織の走行の両方を同時に観察可能なことから、繊維状の生体組織の位置が把握可能になる。

【0016】また、一連のデータを連結した線上に縞模様を描画し、この縞模様が連結した方向に時間的に移動するように動画表示しても良い。これにより、複数の一連の点からなるデータを同時に表示した場合に、それぞれのデータを判別しやすくなる。また、ある所定の領域に含まれる繊維状の生体組織の走行を観察する場合に、領域内でのその組織の走行方向に縞模様が移動するように動画表示されることから、該領域全体でのその組織の走行が把握しやすくなる。

【0017】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施の形態を図面に基いて説明する。

【0018】図1は本発明にかかる磁気共鳴装置の概略構成図である。図1において、1は静磁場を発生する磁石、2は測定対象、3は高周波磁場の発生と測定対象2から生じる磁気共鳴信号の検出のためのコイル、4、5、6はそれぞれX方向、Y方向およびZ方向の傾斜磁場を発生させるための傾斜磁場発生コイルである。7は上記各傾斜磁場発生コイル4、5、6に電流を供給するためのコイル駆動装置である。8は各装置の動作を制御するための計算機、9は測定されたデータの処理および表示を行う表示装置である。

【0019】次に本装置の動作の概要を説明する。測定対象2の核スピンを励起する高周波磁場は、シンセサイザ10により発生させた高周波を変調器11で波形整形、電力増幅し、コイル3に電流を供給することにより発生させる。コイル駆動装置7から電流を供給された傾斜磁場発生コイル4、5、6は傾斜磁場を発生し、測定対象2からの磁気共鳴信号を変調する。該変調信号はコイル3により受信され、増幅器12で増幅、検波器13で検波された後、計算機8に入力される。計算機8は入力データを表示装置9に転送し、表示装置9でデータ処理および処理結果を表示する。なお、処理の高速化のために計算機8でデータ処理を行う場合もある。また、計算機8は予めプログラムされたタイミング、強度で各装置が動作するように制御を行う。該プログラムの内、特に高周波磁場、傾斜磁場、信号受信のタイミングや強度を記述したものはシーケンスと呼ばれている。

【0020】図2にシーケンスの一例を示す。励起高周波磁場パルス21を印加し、測定対象に磁気共鳴現象を誘起する。高周波磁場パルス印加と同時にスライス傾斜磁場24を印加し、Z方向のスライスを選択する。反転高周波磁場パルス22を印加することで磁化を反転し、エコー23を発生させる。発生したエコー23はADサンプリングにて、データとして格納される。また、ADサンプリングと同時にX方向にリードアウト傾斜磁場25を印加し、X方向の位置情報をデータに付与する。また、Y、Z方向の位置情報をデータに付与するために位相エンコード傾斜磁場26を印加し、繰り返し計測毎にその強度を変化させる。拡散の情報を付与するために励起高周波磁場パルス21と反転高周波磁場パルス22との間、および反転高周波磁場パルス22とエコー23との間に互いに補償する二つの拡散傾斜磁場27を印加す

$$S(b) = S_0 \exp(-D:b), -D:b = \sum \sum D_{ij} b_{ij} \quad \cdots (1)$$

【0022】ここで、Dは拡散テンソルを表し、3行3列の対称行列である。bは傾斜磁場因子とよばれ、拡散傾斜磁場の印加時間と印加強度とから次式で計算される。

【0023】 $b_{ij} = \gamma^2 \{ \int G_i(\tau) d\tau \int G_j(\tau) d\tau \} dt$ 拡散テンソルを計算するためには、傾斜磁場因子の印加方向を変えて少なくとも7回の計測を行い、(数1)により算出する。拡散テンソルから線維の走行を求めるには主値と主ベクトルが大きな意味をもつ。主ベクトルは拡散係数の最も高い方向を示しており、これが線維の走行方向と一致する。固有値および固有ベクトルの計算方法は、例えば数値計算ハンドブック、大野、磯田、監修、オーム社、1990年発行に詳述されているのでここでは省略する。

【0024】次に、本発明の表示装置の動作について説明する。本発明の表示装置は拡散テンソルデータを処理する処理手段と該処理手段により得られたデータを表示する手段を備える。具体的な処理手段および表示手段は図3に示すアルゴリズムによる。まず、始点となる所定の点aにおいて拡散係数が最も高い方向、すなわち主ベクトルの方向を導出する。次に前記方向で点aから所定の距離bだけ離れた点bを導出する。次に、導出された点bを始点として、この処理を繰り返す。繰り返し処理で導出された一連の点からなるデータを作成し、これを表示する。図4に画像上での本処理の模式図を示す。図4において画像の画素に相当する格子の上の矢印は、上記方法により算出された主ベクトルを表している。まず、始点となる点p0を設定する。次に、この点p0での主値、主ベクトルを計算する。この際、点p0が格子にある場合には算出されている主値、主ベクトルを用い、格子上にない場合には、周囲の格子点から線形補間などにより算出する。これにより点p0での神経線維の走行方向が導出される。算出した主ベクトルの方向に所定の距離離れ

る。該拡散傾斜磁場は、傾斜磁場発生コイル4から発生するX方向の傾斜磁場、傾斜磁場発生コイル5から発生するY方向の傾斜磁場、および傾斜磁場発生コイル6から発生するZ方向の傾斜磁場の合成または単独として与えられる。この二つの拡散傾斜磁場を強度の時間積分が等しくなるように調整する。このとき、もし拡散運動がなければ、第1番目の拡散傾斜磁場でディフェーズされた磁化の位相は、第2番目の拡散傾斜磁場で完全にリフェーズされ、拡散傾斜磁場が印加されない場合と比較して信号強度は減衰しない。しかし、拡散があれば完全にリフェーズできなくなるために、その激しさに応じた割合で信号強度が減衰する。理想的な場合、信号強度の減衰は次式で与えられる。

【0021】

【数1】

た点p1を導出する。次に点p1を始点としてこの処理を繰り返し、一連のデータp0、p1、...、pnを作成する。これにより神経線維に沿った点からなる一連のデータが得られる。最後にこの一連のデータを表示する。

【0025】ここで、始点から次の点までの距離は小さいほど誤差が小さくなるが、計算時間が長くなるという問題が生じる。実際には、この距離は格子の幅よりも小さい値に設定しておけば十分である。また、この距離を主値の大きさに応じて変化させることで、計算時間を短縮することが可能である。なぜなら、ボクセル内で神経線維の曲率が小さい場合には神経線維が同一方向に整った形状を成し、主値が大きくなる。このため、主値の大きな点で次の点までの距離を大きくすることで、誤差はあまり大きくならないが、繰り返し計算の回数低減、すなわち処理時間の短縮が可能となる。

【0026】また、点p1での信号強度が予め設定された閾値よりも小さい場合もしくは点p0での拡散異方性の度合いが小さい場合のいずれか、もしくは両方が成立した場合には、繰り返し操作を終了するステップを備えても良い。これにより、測定対象の存在しない点や信号強度が小さく十分な精度が得られない点、もしくは神経線維が整った形状をしていない点を除外することが可能となる。なお、図4では簡単のため主ベクトルの方向にのみ点を導出しているが、主ベクトルとは逆方向にも導出していく。これにより、線維の中間点を始点としても両方向に点が導出される結果、線維全体を描出可能となる。また、一方に点を導出していくと、誤差が累積していき、本来の線維から離れた点を導出してしまふ可能性がある。これを抑制するために、終点や中間点から点の導出を始めて前記データを補正しても良い。

【0027】本発明の表示手段による表示結果の一例を図5に示す。図5では、磁気共鳴装置で測定された形態画像上に、一連の点からなるデータを折れ線または曲線

で連結して表示している。これにより、神経線維の形態画像上での位置が把握しやすくなる。また、形態画像を白黒濃淡で表現し、神経線維を表す線を他の色で表現したり、その色の濃淡を主値の大きさにより変化させたりすることで、神経線維の走行をより把握しやすくなる。また、図5では2次元で表現しているが3次元画像でも同様な表示が可能である。このときには、ボリュームレンダリング等で表示された3次元形態画像上に一連の点からなるデータを折れ線または曲線で描画する。また、立体視可能なディスプレイを用いて表示することで、奥行き情報を持たせることも可能である。

【0028】また、図5において、白十字は設定した始点を表している。始点の設定手段として、マウス等のポインティングデバイスや、キーボードなどによる座標値の入力手段を備えても良い。

【0029】また、一連のデータを連結する線分の輝度値が縞模様を成すように描画し、その縞模様が連結した方向に移動するように動画表示しても良い。これにより、複数の始点が設定された場合でも、複数の折れ線または曲線の区別が容易になる。なお、縞模様を描画するのに輝度ではなく明度や彩度など色彩を変えても良い。また、縞模様としては、点線や破線のように輝度の設定を2値化する関数を用いる方法やサイン関数などの連続値をとる関数を用いる方法が使用可能である。

【0030】なお、始点の設定手段だけではなく、始点となる領域の設定手段を備えても良い。例えば、画像上で観察したい領域を設定するためのポインティングデバイスや座標値を入力する手段、または信号強度に閾値を設定し、閾値以上の信号強度の領域を抽出する手段、拡散異方性に閾値を設定し、閾値以上の拡散異方性をもつ領域を抽出する手段などがある。また、始点となる領域が設定された場合、次のようにデータ処理を行う。領域内のある1点を始点として、前記方法で一連の点からなるデータを作成し、この一連のデータを領域から除く。この処理を領域内に点が無くなるまで繰り返し、複数の一連のデータを作成する。このデータから表示データを次のように作成する。まず、各データの端点を基準として各データを表す折れ線または曲線上に縞模様が描画されるように輝度値を割り当てる。各ボクセルに含まれる輝度値が複数ある場合にはその平均もしくは代表値を計算し、それを輝度値とする画像を1枚作成する。次に該縞模様が連結した方向に時間的に移動するように輝度値を割り当て直し、各ボクセルの輝度値を前期と同様に計算した2枚目の画像を作成する。これを繰り返し、得られた一連の画像データを動画表示する。図6に作成された1枚の画像の模式図を示す。点線で囲まれた領域は設定された観察領域を表し、画像上の縞模様は、一連の点

からなるデータごと割り振られた縞模様から算出されたものである。この縞模様が神経線維の走行方向に時間的に移動するように動画表示されることとなり、神経線維の走行を容易に把握可能にできる。

【0031】なお、本発明では神経線維の走行について説明を行ったが、他の線維状の構造物、例えば心筋などの筋線維などにも本発明は適用可能である。

【0032】

【発明の効果】以上の説明で明らかなように、本発明によれば、拡散係数が最も高い方向に広がる1連の点の主ベクトルそれぞれを導出し、主ベクトルから得られるデータを折れ線または曲線、もしくはこれらを縞模様で表示できるようにしたことで、神経線維等の繊維状の生体組織の状態を好適に表示できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の適用装置である磁気共鳴装置の装置構成の一例を示す図である。

【図2】神経線維描画に用いられる基本的シーケンスの一例を示す図である。

【図3】本発明の表示装置が備える処理手段と表示手段のアルゴリズムを示す図である。

【図4】本発明の処理手段と表示手段のアルゴリズムを画像上で模式的に示した図である。

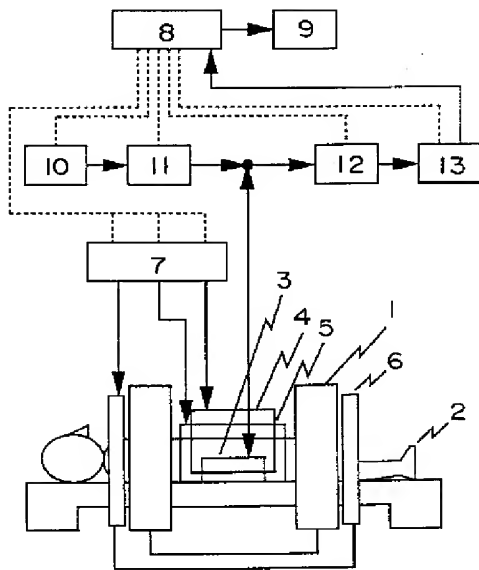
【図5】本発明の表示手段による表示結果を示す模式図である。

【図6】本発明の表示手段による表示結果の他の一例を示す模式図である。

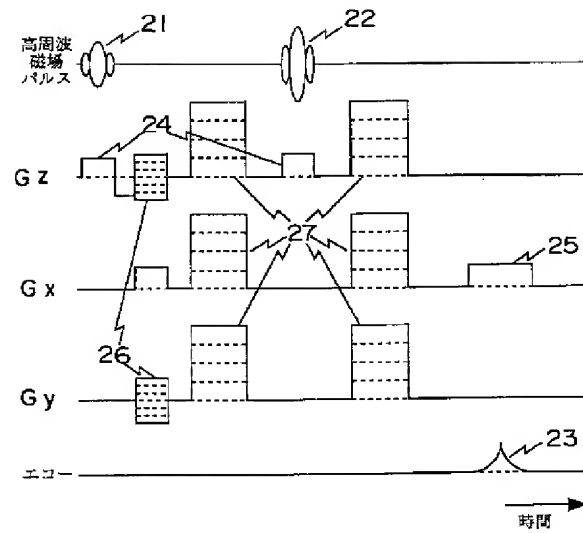
【符号の説明】

- 1 静磁場発生用磁石
- 2 測定対象
- 3 高周波磁場発生および信号検出用コイル
- 4、5、6 傾斜磁場発生用コイル
- 7 コイル駆動装置
- 8 計算機
- 9 表示装置
- 10 シンセサイザ
- 11 変調器
- 12 増幅器
- 13 検波器
- 21 励起高周波磁場パルス
- 22 反転高周波磁場パルス
- 23 エコー
- 24 スライス傾斜磁場
- 25 リードアウト傾斜磁場
- 26 位相エンコード傾斜磁場
- 27 拡散傾斜磁場

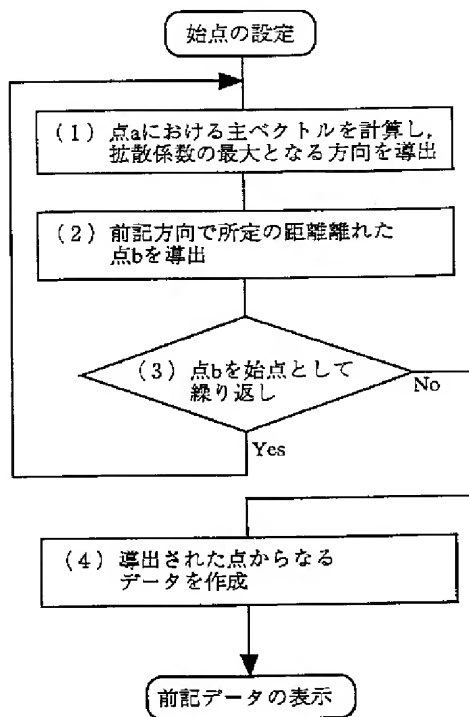
【図1】



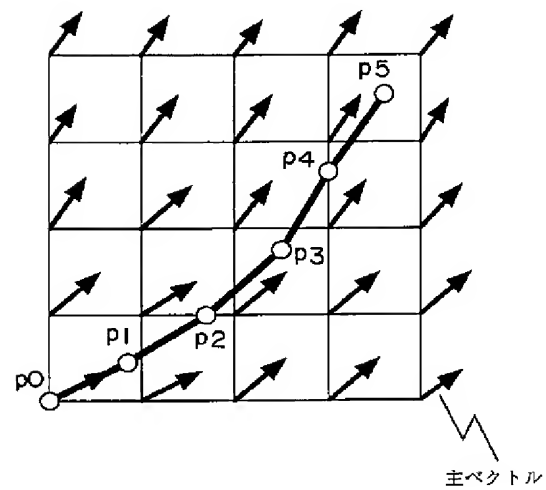
【図2】



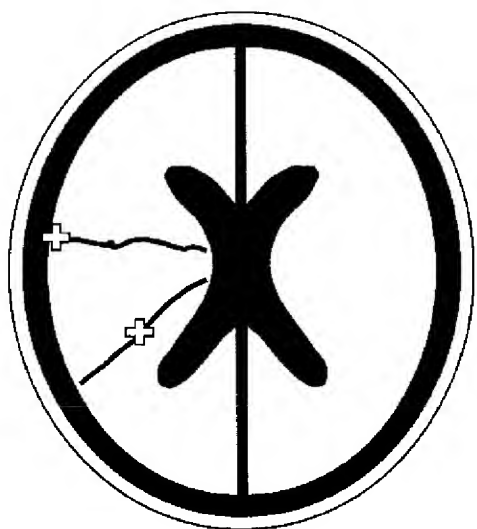
【図3】



【図4】



【図5】



【図6】

